

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-192238

(43) 公開日 平成11年(1999) 7月21日

(51) Int.Cl. ⁸	識別記号	F I
A 6 1 B 17/36	3 3 0	A 6 1 B 17/36 3 3 0
17/28	3 1 0	17/28 3 1 0
17/32		17/32

審査請求 未請求 請求項の数 2 F D (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願平10-303238
 (22) 出願日 平成10年(1998)10月12日
 (31) 優先権主張番号 08/949050
 (32) 優先日 1997年10月10日
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 594198385
 エチコン・エンドーサージェリー・インコ
 ーポレーテッド
 アメリカ合衆国オハイオ州45242シンシナ
 テイ・クリークロード4545
 (72) 発明者 マーク・ツオントン
 アメリカ合衆国オハイオ州45213シンシナ
 テイ・ジラードアベニュー8233
 (72) 発明者 グレゴリー・デイ・ビショツプ
 アメリカ合衆国オハイオ州45069ウエスト
 チェスター・グレンズベリーコート6103
 (74) 代理人 弁理士 小田島 平吉 (外1名)

最終頁に続く

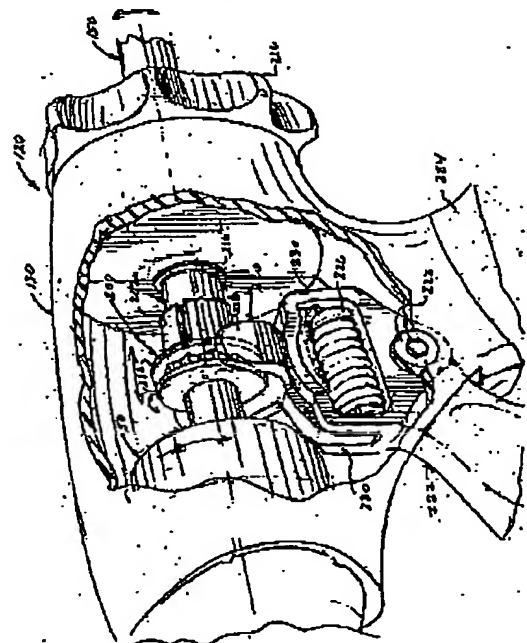
(54) 【発明の名称】 鉗子のアームのピボット取り付けが改善されている超音波鉗子凝固装置

(57) 【要約】

【課題】 正確な心合わせを行う。

【解決手段】 この装置はその遠い方の端にピボット回
 転する鉗子のアームを有する細長い部分を含み、付属し
 た超音波エンドエフェクタに対して組織を把持するよう
 になっている。この装置の鉗子のアーム取り付け部材は
 ピボット回転する鉗子のアームと抵触的に係合し、鉗子
 のアームをエンドエフェクタに対して実質的に心合わせ
 された位置に保ち、同時に構成部品の通常の製造許容度
 に適合する。

10



(2)

特開平11-192238

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 ハウジング、

該ハウジングに結合された近い方の端、および遠い方の端を有する外側の筒形の鞘、
該外側の筒形の鞘の内部に往復運動を行い得るように位置した内側の作動部材、
該外側の筒形の鞘の内部に位置し、該外側の筒形の鞘の該遠い方の端から遠去かる方へと延びたエンドエフェクタを有する超音波ウエイブガイド、および該外側の筒形の鞘の該遠い方の端にピボット運動を行うように取り付けられた鉗子のアームを具備し、該鉗子のアームは該鉗子のアームと該エンドエフェクタとの間で組織を把持するために該エンドエフェクタに関しピボット運動を行い、また該鉗子のアームは該作動部材に連結されて操作され、該作動部材の往復運動によって該エンドエフェクタに関し該鉗子のアームをピボット運動させ、
該外側の筒形の鞘は該鉗子のアームが取り付けられた略遠い方の端にある鉗子のアーム取り付け部材を含み、該鉗子のアーム取り付け部材は該鉗子のアームと抵触的に係合していることを特徴とする外科用超音波鉗子装置。 20

【請求項2】 ハウジング、

該ハウジングに結合された近い方の端、および遠い方の端を有する外側の筒形の鞘、
該外側の筒形の鞘の内部に往復運動を行い得るように位置した内側の作動部材、
該外側の筒形の鞘の内部に位置し、該外側の筒形の鞘の該遠い方の端から遠去かる方へと延びたエンドエフェクタを有する超音波ウエイブガイド、および該外側の筒形の鞘の該遠い方の端にピボット運動を行うように取り付けられた鉗子のアームを具備し、該鉗子のアームは該鉗子のアームと該エンドエフェクタとの間で組織を把持するために該エンドエフェクタに関しピボット運動を行い、また該鉗子のアームは該作動部材に連結されて操作され、該作動部材の往復運動によって該エンドエフェクタに関し該鉗子のアームをピボット運動させ、
該外側の筒形の鞘は該鉗子のアームが取り付けられた略遠い方の端にある鉗子のアーム取り付け部材を含み、該鉗子のアーム取り付け部材は該鉗子のアームの横方向に間隔を置いて配置された部分の間に位置した一対の横方向に間隔を置いて配置された脚部分を含み、該脚部分は40 該鉗子のアームと抵触的に係合して該脚部分がお互いの方へ偏らせられるようになっていることを特徴とする外科用超音波鉗子装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【技術的分野】本発明は一般に外科用超音波器具、特に製造許容度に適合させるために鉗子のアームと抵触的に (interferingly) 係合した該装置の鉗子のアームをピボット回転し得るようにつけけるための配置を含む、組織を切断および/または凝固させる外科 50

2

用超音波鉗子凝固装置に関する。

【0002】

【発明の背景】外科用超音波器具はその独特な挙動特性のために外科手術の分野において次第に広く用いられるようになっている。その特有の器具の形態および操作パラメータに依存して、外科用超音波器具は、望ましくは患者の外傷を最小限度にして実質的に同時に組織の切断と凝固による止血とを行うことができる。切断作用は典型的には器具の遠い方の端にあるエンドエフェクタにより行われ、このエンドエフェクタはそれと接触している組織に超音波エネルギーを与える。この種の超音波器具は直視下での外科手術、または腹腔鏡または内視鏡による外科手術に使用される形態をもっていることができる。

【0003】患者の組織へ送る超音波エネルギーと組み合わせるために、器具のエンドエフェクタに対して組織を押し付けるクランプ機構を含んだ外科用超音波器具も開発されている。このような装置 (しばしば超音波切開器と呼ばれる) は米国特許 5, 322, 055 号に記載されている。この特許は参考のため添付されている。

【0004】上記型の超音波装置を使用する場合、組織に生じる超音波効果は、組織を装置のエンドエフェクタと効率的に連結させることによって最適化される。そのためには、装置の構成部品の通常の製造許容度では少し心合わせがずれることもあるということ認識した上で、装置のクランプ機構のピボット回転する鉗子のアームとエンドエフェクタとの間で実質的に心合わせが (alignment) 行われるように配置することが必要である。現在の装置は一人の患者に対し使い捨てができるようにつくられから、製造許容度が過度に小さくならないようにして装置の構成部品を比較的経済的に製造することが重要である。

【0005】本発明は特に現在の鉗子凝固装置のピボット回転する鉗子のアームを取り付けるための改善された配置に関する。この配置は構成が経済的であることが望ましく、構成部品の製造許容度の如何に拘わらず、付属のピボット回転する鉗子のアームと共同作用して該鉗子のアームを付属したエンドエフェクタと実質的に直線上に並ぶように (心合わせが行われるように) 位置させ、且つその位置に保つ。

【0006】

【発明の概要】本発明の原理を具体化した超音波鉗子凝固装置は、外科手術の際に組織を切断し、凝固させ、また把持し得るようにつくられている。この装置を便利かつ効率的に使用できるようにするために、この装置のクランプ機構のピボット回転する鉗子のアームは、構造上付属した超音波エンドエフェクタと実質的に直線上に並んで保持されるように (心合わせが行えるように) 作られる。通常の製造許容度では鉗子のアームとエンドエフェクタとの間で心合わせが悪くなり得ることが認識され

(3)

特開平11-192238

3

ているので、本発明は鉗子のアームと抵触的に係合する鉗子のアームの取り付け部材を含み、これによって鉗子のアームが超音波エンドエフェクタに対し所望の心合わせの位置を保持する「自己心合わせ」作用が得られる。この所望の心合わせはピボット回転する鉗子のアームを含む装置の構成成分の寸法が通常の製造許容度範囲内にある場合でも得られる。

【0007】図示の具体化例においては、本発明の鉗子凝固装置はハウジング、および近い方の端で該ハウジングに好ましくはそれに対して回転し得るように結合した10 外側の筒形の鞘を含んでいる。内側の作動部材は往復運動し得るように外側の筒形の鞘の内部に位置しており、ハウジングの上に取り付けられた操作レバーにより内側の作動部材を選択的に往復運動させることができる。

【0008】超音波ウェイブガイドが外側の筒形の鞘の内部に位置し、外側の筒形の鞘の遠い方の端から遠くの方へと延びたエンドエフェクタを含んでいる。組織を超音波エンドエフェクタと連結させるために、この装置はエンドエフェクタに対して動かすための外側の筒形の鞘の遠い方の端にピボット回転し得るように取り付けら20 れた鉗子のアームを含んでいる。このようにして、組織は鉗子のアームとエンドエフェクタとの間に把持され、組織に所望の超音波効果を与えることができる。この鉗子のアームは内側の作動部材に連結されて操作され、作動部材が往復運動するとエンドエフェクタに関して鉗子のアームをピボット回転させる。

【0009】本発明に従えば、外側の筒形の鞘は、鉗子のアームがピボット回転するように取り付けられた、一般的にその遠い方の端にある鉗子のアーム取り付け部材を含んでいる。鉗子のアームを付属のエンドエフェクタ30 と所望の心合わせ位置に保つためには、鉗子のアーム取り付け部材は鉗子のアームと抵触的に係合し、望ましくはそれと共同作用して「自己心合わせ作用」が行われる。鉗子のアーム取り付け部材を弾性的に偏らせることによって行われる抵触的な係合は、構成部品、特に鉗子のアームの通常の製造許容度に適合しており、しかもこの係合によって鉗子のアームが実質的に超音波エンドエフェクタに対し心合わせできることが望ましい。

【0010】例示の具体化例においては、鉗子のアーム取り付け部材は一般的な逆U字型の断面をもっている。40 鉗子のアーム取り付け部材は鉗子のアームと抵触的に係合する一対の横方向に配置された脚部分を含み、この脚部分はお互いの方へ偏らせられている。下記に説明する或る種の具体化例においては、細長い溝孔は逆U字型のウェーブ部分に沿って鉗子のアームの脚部分の間で長手方向に延びている。

【0011】好適な形では、脚部分の各々は鉗子のアームをピボット回転し得るように取り付けるための付属のピボット・ピンを受ける個々のピボット開口部を規定している。特に好適な形では、鉗子のアームは鉗子のアーム

4

の横方向に間隔を置いて配置された部分にそれぞれ位置した一対の一体となったピボット・ピンを含んでいる。この一体となったピボット・ピンは、鉗子のアーム取り付け部材の脚部分によって規定されるピボット開口部の中に個別的にピボット回転し得るように取り付けられている。

【0012】装置の組み立てを容易にするために、ピボット開口部の各々は側方が開いており、これによって、鉗子のアーム取り付け部材の横方向に間隔を置いて配置された部分または鉗子のアームを実質的に偏らせたり変形させたりすることなく、一体となったピボット・ピンをピボット開口部の中へ動かすことができる。一具体化例においては、一対の脚の開口部の間に長手方向の延びた細長い溝孔は脚部分によって規定される一対のピン通路によってピボット開口部と連結されて操作され、このピン通路は各個別的なピボット開口部から脚部分の間の細長い溝孔へと延びている。

【0013】本発明の他の特徴および利点は下記の詳細な説明、添付図面および添付特許請求の範囲から明らかになるであろう。

【0014】

【実施例】本発明は種々の形で具体化することができ、以後においてはその好適具体化例を図面に示して説明するが、これらの具体化例は本発明を例示するに過ぎず、本発明はこれらの具体化例に限定されるものではないことを了解されたい。

【0015】本発明は特に外科手術中の組織の切断、凝固、および/または把持を行うようにつくられた改善された外科用超音波凝固用鉗子装置に関する。本発明の装置は直視下の手術、並びに腹腔鏡または内視鏡での手術の両方に使用されるように容易につくることができる。超音波エネルギーを選択的に用いることにより容易に融通性をもった使用を行うことができる。装置の超音波部材を作動させない場合には、組織を切断したりこれを傷つけることなく、思い通りに組織を容易に把持して処置を行うことができる。超音波部材を作動させた場合には、この装置を用いて組織を掴み超音波エネルギーと連結させ、組織の切断および凝固を行うのに十分なように圧力を増加させて組織の凝固を行うことができる。必要に応じ装置の超音波用の「刃 (blade)」、即ちエンドエフェクタを適切に操作することにより、装置もクランプ機構を使用しないで超音波エネルギーを組織に与えることができる。

【0016】下記の説明から明らかになるように、本発明の鉗子凝固装置は特に簡単な構成のために使い捨て用につくられている。即ち本発明の装置は外科手術システムの超音波駆動装置と関連して使用され、この駆動装置から得られる超音波エネルギーにより鉗子凝固装置は所望のように超音波で作動する。鉗子凝固装置は使い捨てでないような形、および付属の超音波駆動装置と一体と

(4)

特開平11-192238

5

なった取外しできない形でつくることもできる。しかし一人の患者に対して使用する場合、付属の超音波駆動装置をもった本発明の鉗子凝固装置は取外し得るように連結して使用することが好ましい。

【0017】図1および3を参照すれば、一般的に番号10が付けられた本発明の原理を具体化した超音波鉗子凝固装置を含む、本発明の外科手術システムの好適具体化例が示されている。最初にこの外科手術システム10の超音波発生装置および付属した超音波駆動装置の好適な詳細点を説明し、次に割り出し回転(indexed rotation)ができるようにつくられたクランプ機構を含む本発明の原理を具体化した外科用超音波鉗子凝固装置を詳細に説明する。

【0018】外科手術システム10は超音波発生装置30およびそれに付属した超音波外科手術装置を含んでいる。この外科手術装置は数字50が付けられた超音波駆動装置、および本発明の原理を具体化した超音波鉗子凝固装置120を含んでいる。後でさらに詳細に説明するように、駆動装置50の超音波変換器、並びに鉗子凝固装置120のウエイブガイドが一緒になって本発明の音響アセンブリを構成し、この音響アセンブリは超音波発生装置30に動力が入れられた場合外科手術に対し超音波エネルギーを供給する。或る用途においては、超音波駆動装置50は「ハンド・ピース・アセンブリ」と呼ばれる。何故ならこの外科手術システムは種々の操作および手術の際に外科医が超音波駆動装置50を掴みこれを操作するようにつくられているからである。本発明の原理を具体化した鉗子凝固装置120は鉗の柄に似た把持装置を含み、これによって超音波駆動装置50とは別に、容易に凝固装置の位置を決めこれを操作することができることが好ましい。

【0019】外科手術システムの超音波発生装置30はその制御システムによって決定される選ばれた偏位、周波数および位相においてケーブル32を通し電気信号を送り出す。後で説明するように、この信号は外科用器具の音響アセンブリの1個またはそれ以上のピエゾ電気素子膨張および収縮させ、電気エネルギーは機械的運動に変換される。この機械的運動により音の定常波となって音響アセンブリを通過して伝播し、選ばれた振動数および偏位で音響アセンブリを振動させる超音波エネルギーの縦波を生じる。音響アセンブリのウエイブガイドの遠い方の端の所にあるエンドエフェクタを患者の組織に接触させ、超音波エネルギーを組織へ伝達する。後で説明するように、ジョーまたはクランプ機構(鉗子機構)のような外科用の器具を用いて該エンドエフェクタに対し組織を押し付けるようにすることが好ましい。

【0020】エンドエフェクタが組織に連結されると、摩擦、音波の吸収および組織内部の粘性損失のために熱エネルギーが生じる。即ち発熱が起こる。この熱は蛋白質の水素結合を破壊し、高次構造をもった蛋白質(即ち50

6

コラーゲンおよび筋肉蛋白質)を変性(即ち低次の構造に変える)させるのに十分である。蛋白質が変性されると、粘着性の凝固体が生じ小さい血管を密封、即ち凝固させる。この効果が長く続くと、大きな血管の分厚い凝固が起こる。

【0021】超音波エネルギーが組織に伝達されると、機械的な引き裂け、切断、キャビテーション、細胞の破壊、および乳化を含む他の効果が起こる。切断の量並びに得られる凝固の程度はエンドエフェクタの偏位、振動の周波数、使用者がかける圧力、エンドエフェクタの鋭さ、およびエンドエフェクタと組織との連結の程度によって変化する。

【0022】図1に示されているように、超音波発生装置30はそれと一体となった制御システム、電源スイッチ34、およびトリガー機構36を含んでいる。電源スイッチ34は超音波発生装置30への電力をコントロールし、トリガー機構36によって作動されると、該発生装置30は外科手術システム10の音響アセンブリを予め定められた周波数で駆動し、且つ予め定められた偏位レベルでエンドエフェクタを駆動するエネルギーを生じる。該発生装置30は、望ましくは適当な共鳴周波数で、音響アセンブリを駆動または励起することができる。

【0023】超音波発生装置30がトリガー機構36によって作動されると、超音波発生装置30によって音響アセンブリの変換装置群またはアセンブリ40へ電気エネルギーが供給される。超音波発生装置30の制御システムの中にある位相を固定されたループにより、音響アセンブリからのフィードバックが監視される。この位相固定ループは超音波発生装置30によって送り出された電気エネルギーの周波数を、組織の負荷を含む音響アセンブリの振動の選ばれた縦方向のモードの共鳴周波数と一致させるように調節する。また制御システムの第2のフィードバック・ループは、音響アセンブリに供給される電流を、音響アセンブリのエンドエフェクタの所で実質的に一定の偏位が得られるように予め定められたレベルに保つ。

【0024】音響アセンブリに供給される電気信号によってエンドエフェクタの遠い方の端は、例えば約20~250kHz、好ましくは約54~56kHzの範囲、最も好ましくは約55.5kHzで縦方向に振動する。エンドエフェクタの所での振動の偏位は、例えば超音波アセンブリにより音響アセンブリの変換アセンブリ40へ送られる電気信号の振幅を調節することによって調節することができる。

【0025】上記のように、超音波発生装置30のトリガー機構36により該発生装置30が作動され、電気エネルギーが連続的に音響アセンブリへ供給できるようになる。トリガー機構36は好ましくは足で作動するスイッチを含み、これはケーブルまたはコードによって超

(5)

特開平11-192238

7

音波発生装置30と切り離し得るように連結されるか取り付けられている。別法としてトリガー機構は超音波駆動装置50の中に含まれた手で作動するスイッチであり、使用者はこれを用いて超音波発生装置30を作動させることができる。

【0026】超音波発生装置30は電気外科手術装置または通常の電線用の差し込みに装入する動力線38をもっている。超音波発生装置30はまた電池のような直流(DC)電源で駆動することができる。超音波発生装置30はEthicon Endo-Surgery, Inc.製のGENO1型のような適当な発生装置であることができる。

【0027】図1および3を参照すれば、この外科用器具の超音波駆動装置60は操作員を音響アセンブリの振動から切り離す多重ハウジング52を含んでいる。駆動装置のハウジング52は使用者が便利な方法で把持することができる形をしているが、本発明の鉗子凝固装置120は原理的には下記に説明するように鉗子凝固装置のハウジングによって与えられる形状の配置により把持され操作されるようになっている。多重ハウジング5220が図示されているが、このハウジング52は単一のまたは一体となった部品から成っていることもできる。

【0028】超音波駆動装置50のハウジング52は一般に近い方の端、遠い方の端、およびその中に長手方向に延びたキャビティを含んでいる。ハウジング52の遠い方の端は外科手術システム10の音響アセンブリがそれを通して延び出している開口部60をもつようにつくられ、ハウジング52の近い方の端はケーブル32により発生装置30に連結されている。ケーブル32は、超音波駆動装置50のハウジング52の中に空気を導入30し、音響アセンブリの変換器アセンブリ40を冷却するダクトまたは排気孔62を含んでいることが好ましい。

【0029】超音波駆動装置50のハウジング52は好ましくは耐久性プラスチック、例えばUitem®からつくられる。また別法としてハウジング52は他のプラスチックを含む種々の材料[即ち液晶重合体(LCP)、ナイロンまたはポリカーボネート]からつくることができる。適当な超音波駆動装置50はEthicon Endo-Surgery, Inc製の40HP050型である。

【0030】この外科用装置の音響アセンブリは一般に第1の音響部分と第2の音響部分を含んでいる。第1の音響部分は好ましくは超音波駆動装置50に取り付けられ、第2の音響部分(下記に説明するようにウエーブガイドおよびエンドエフェクタの形をしている)は超音波鉗子凝固装置に取り付けられている。第1の音響部分の遠い方の端は好ましくはネジによる連結によって第2の音響部分の近い方の端に連結されて動作する。

【0031】図3に示されているように、第1の音響ア

8

センブリは変換器装置群またはアセンブリ40および取り付け装置84を含み、また第2の音響アセンブリは伝送線材部品または作業部材を含んでおり、これらを以後エンドエフェクタをもったウエーブガイドと呼ぶことにする。

【0032】音響アセンブリの部品は、各部品の長さが半波長($n\lambda/2$)の整数倍になるようにに音響的に同調がとられていることが好ましい。ここで波長 λ は音響アセンブリの予め定められたまたは動作時の縦方向の振動周波数 f_0 の波長であり、 n は任意の負でない整数である。また音響アセンブリは音響素子の任意の適当な配置を含んでいることができる。

【0033】音響アセンブリの変換器アセンブリ40は、超音波発生装置30からの電気信号を超音波の振動数でエンドエフェクタの縦方向の振動運動を生じる機械的エネルギーに変換する。音響アセンブリが励起されると、音響アセンブリを通して振動運動の定常波が生じる。音響アセンブリに沿った任意の点における振動運動の偏位は、音響アセンブリに沿った振動運動を測定する場所に依存している。振動運動の定常波における最低の値即ちゼロと交差する点は一般にノードと呼ばれ(即ち運動が通常最低になる点)、定常波の絶対値の最大値即ちピークは一般にアンチノードと呼ばれる。アンチノードとそれに最も近いノードとの間の距離は波長の $1/4$ ($\lambda/4$)である。

【0034】図3に示されているように、「Langvin stack」として知られている音響アセンブリの変換器アセンブリ40は一般に変換部90、第1の共振器92、および第2の共振器94を含んでいる。変換器アセンブリは好ましくは長さがシステムの半波長($n\lambda/2$)の整数倍である。本発明はまた別法として磁歪的、電磁的または静電的な変換器を含む変換器アセンブリを含むようにつくることができる。

【0035】第1の共振器92の遠い方の端は変換部90の近い方の端に連結され、第2の共振器94の近い方の端は変換部90の遠い方の端に連結されている。第1および第2の共振器92および94は好ましくはチタン、アルミニウム、銅、または任意の他の適当な材料からつくられる。最も好ましくは第1の共振器92は303ステンレス鋼からつくられ、第2の共振器94は7075-T651アルミニウムからつくられている。第1および第2の共振器92および94は、変換部90、共振器92および94に使用される材料の音速、および変換器アセンブリ40の所望の基本周波数 f_0 を含むいくつかの定数によって決定される長さをもっている。第2の共振器94はその近い方の端から遠い方の端へと内側にテーパが付けられ、変速器としての作用をし、超音波の振動偏位を増幅する。

【0036】変換器アセンブリ40の変換部90は好ましくは交互に正の電極96と負の電極98が存在する

(6)

特開平11-192238

9

ピエゾ電気部分を含み、電極96と98との間にピエゾ電気素子100が交互に入っている。ピエゾ電気素子100は任意の適当な材料、例えばジルコン酸チタン酸鉛、メタニオブ酸鉛、チタン酸鉛、または他のピエゾ電気材料からつくることができる。正の電極96、負の電極98、およびピエゾ電気素子100は中心を通る孔をもっている。正および負の電極96および98はそれぞれ電線102および104に連結されている。電線102および104は超音波発生装置30からの電気信号を電極96および98に伝える。

【0037】図3に示されているように、ピエゾ電気素子100はボルト106により第1および第2の共鳴器92および94の間に圧縮されて保持されている。ボルト106は好ましくは頭部、軸、およびネジが切られた遠い方の端を有している。ボルト106は第1の共鳴器92の孔、電極96および98、およびピエゾ電気素子100を通して第1の共鳴器の近い方の端から挿入される。ボルト106のネジが切られた遠い方の端は第2の共鳴器の遠い方の端のネジが切られた孔の中にねじ込まれている。このボルトは鋼、チタン、アルミニウム、または他の適当な材料、好ましくはTi-6Al-4Vチタン、最も好ましくは4037低合金鋼からつくることができる。

【0038】ピエゾ電気素子100は超音波発生装置30からの電気信号にตอบสนองして励起され、音響アセンブリの中に音響定常波をつくる。この電気信号によりピエゾ電気素子100を横切る電磁場が生じ、これによって電圧の勾配に沿ってピエゾ電気素子は連続的に膨張および収縮し、超音波エネルギーをもつ高周波の縦波が生じる。超音波エネルギーは音響アセンブリを通してエンドエフェクタへ伝えられる。

【0039】音響アセンブリの取り付け装置84は近い方の端、遠い方の端を有し、その長さは好ましくはシステムの半波長の整数倍に等しい。取り付け装置84の近い方の端は軸方向に並び、アンチノードの近くでネジが切られた連結部材により第2の共鳴器94の遠い方の端に連結されていることが好ましい。(本発明を説明する目的に対し、「近い」という言葉は「正確にその場所の所で」、或いは「それに近接して」という意味をもつものとして定義される)。また取り付け装置84は適当な方法により第2の共鳴器94に取り付けられ、第2の共鳴器94および取り付け装置84は単一のまたは一体となった部品としてつくられていることができるものとする。

【0040】取り付け装置84はノードの近くで超音波駆動装置50のハウジング52に連結されている。取り付け装置84は好ましくはその周辺に配置された一体となった取り付けフランジ108を含んでいる。この取り付けフランジ108は超音波駆動装置50のハウジング52の中につくられた環状の溝孔110の中に配置さ

10

れ、取り付け装置84をハウジング52に連結していることが好ましい。隔離部材によって取り付けられたシー対のリコーン・ゴムのOリングのような柔軟な部材または材料がハウジング52の環状の溝孔110と取り付け装置84の一体となったフランジ108の間に配置され、超音波の振動が取り付け装置84からハウジング52へと伝達されるのを防止するかまたはその程度を減少させている。

【0041】取り付け装置84は多数の、好ましくは4本のピン114により予め定められた軸方向の位置に固定されていることが好適である。ピン114は長手方向において取り付け装置84の外側の周辺部の周りに互いに90°離されて配置されている。ピン114は超音波駆動装置50のハウジング52に連結され、取り付け装置84のフランジ108のノッチを通して配置されている。ピン114はステンレス鋼からつくられていることが好ましい。

【0042】取り付け装置84は音響アセンブリを通してエンドエフェクタの遠い方の端に贈られる超音波振動の偏位を増幅するようにつくられている。一好適具体化例においては、取り付け装置84は中身の詰まったテーパ付きのホーンを含んでいる。取り付け装置84を通して超音波エネルギーが伝えられると、取り付け装置84を通して伝播される音波の速度が増加する。取り付け装置84は任意の適当な形、例えば階段状のホーン、円錐形のホーン、指数関数型のホーン、一体となったゲイン・ホーン(gain horn)等の形をもつようにつくることができる。

【0043】図3に示されているように、取り付け装置84は超音波鉗子凝固装置120に取り付けられたウェイブガイド180と音響的に連結されていることが好ましい。取り付け装置84の遠い方の端は好ましくはアンチノードの近くのネジを切られた連結部材によりウェイブガイド180の近い方の端に連結されているが、他の連結配置を行うこともできる。

【0044】図4を参照すれば、好適具体例における外科手術システム10の超音波鉗子凝固装置120の分解図が示されている。超音波鉗子凝固装置120の近い方の端は好ましくは、図3に示されているように、超音波駆動装置を鉗子凝固装置のハウジングに挿入することにより超音波駆動装置50の遠い方の端を受け、これにはめ込まれている。超音波鉗子凝固装置120は一つのユニットとして超音波駆動装置50に取り付けられ、またそれから取外されることが好ましい。超音波鉗子凝固装置120は一回使用した後に廃棄することができる。

【0045】超音波鉗子凝固装置120は好ましくは連結用のハウジング部分131、132および細長い内視鏡部分150から成るハンドル・アセンブリまたはハウジング130を含んでいることが好適である。本発明の装置が内視鏡と共に使用するようにつくられている場

(7)

特開平11-192238

11

合、内視鏡部分150の外径が約5.5mmになるような寸法でつくることができる。超音波鉗子凝固装置120の細長い部分150はハウジング130から直角に延び出している。細長い部分150は後でさらに説明するようにハウジング130に関して選択的に回転させることができる。細長い部分150は外側の筒形の部材または鞘160、内側の筒状部材170、およびエンドエフェクタ180'を有するウエーブガイド180の形をした音響システムの第2の音響部分を含んでいることが好ましい。下記に説明するように、外側の鞘160、作動部材170およびウエーブガイド180は好ましくは一緒に、一つのユニットとして（超音波駆動装置50と一緒に）ハウジング130に対し割り出し回転ができるようになっている。ウエーブガイド180はまた外側の鞘160およびクランプ機構に対して回転するようにつくられている。

【0046】図4に示されているように、音響アセンブリのウエーブガイド180の近い方の端は、上記のようにアンチノードの近くで超音波駆動装置50の取り付け装置84に取外し得るように連結されていることが好ましい。ウエーブガイド180は好ましくはシステムの半波長の整数倍（ $n\lambda/2$ ）に等しい長さをもっている。ウエーブガイド180は好ましくは超音波エネルギーを効率的に伝達する材料、例えばチタン合金（即ちTi-6Al-4V）またはアルミニウム合金からつくられた中身の詰まった芯のシャフトから製作されている。ウエーブガイド180はまた任意の他の材料からつくすることもできる。

【0047】ウエーブガイドは実質的に半可撓性をもっていることが好ましい。別法としてウエーブガイドは実質的に剛体であるか、または可撓性の針金から成っていることもできる。当業界の専門家には公知のように、ウエーブガイドはそれを通して伝達される機械的振動を増強するような形でつくられていることができる。さらにウエーブガイドはウエーブガイドに沿った長手方向の振動の利得を制御する特徴、およびウエーブガイドをシステムの共鳴周波数に同調させる特徴をもっていることができる。

【0048】ウエーブガイド180は任意の断面の寸法をもっていることができる。例えばウエーブガイドは実質的に均一の断面をもっているか、或いは種々の部分においてテーパが付けられているか、またはその全長に沿ってテーパが付けられていることができる。

【0049】図4に示されているように、ウエーブガイド180は一般に第1の部分182、第2の部分184、および第3の部分186をもっている。ウエーブガイドの第1の部分182は取り付け装置84の遠い方の端から遠ざかる方へと延びており、実質的に均一な断面をもっている。

【0050】第1の部分182はそれを通して直径方向50

12

に、実質的にウエーブガイド180の軸に対して垂直に延びた少なくとも1個の半径方向の孔または開口部188を含んでいる。この開口部188はノードの所に位置していることが好ましいが、他の場所にあってもよい。開口部188は任意の適当な深さを持ち、また任意の適当な形をもっていることができる。この開口部はウエーブガイド180、筒状の作動部材170、および外側の筒形の鞘160と一緒に連結し装置のハウジング130に対して割り出し回転ができるようにする連結ピン部材を受けるような形をしている。

【0051】ウエーブガイド180の第2の部分184は第1の部分182から遠ざかる方へと延びている。第2の部分184も実質的に連続した断面をもっていることが好ましい。第2の部分184の直径は第1の部分182の直径よりも小さく、第3の部分186の直径よりも大きい。超音波エネルギーがウエーブガイド180の第1の部分182から第2の部分184へと通り過ぎる際、第2の部分184が狭くなっているためにその中を通る超音波エネルギーの振幅が増加する。

【0052】第3の部分186は第2の部分184の遠い方の端から遠ざかる方へと延びている。第3の部分186も実質的に連続した断面をもっている。第3の部分はまたその長さに沿って直径が僅かに変化していることができる。超音波エネルギーがウエーブガイド180の第2の部分184から第3の部分186へと通り過ぎる際、第3の部分186が狭くなっているためにその中を通る超音波エネルギーの振幅が増加する。

【0053】第3の部分186はその外側の周辺部につくられた多数の溝孔またはのノッチ（図示せず）をもっていることができる。この溝孔はウエーブガイド180のノードの所にあり、製造時に減衰用の鞘（図示せず）および安定化用のシリコン・リングまたは柔軟性をもった支持物を装着するための配置指標としての役目を果たしている。好ましくはエンドエフェクタ180'に最も近い最も遠くにあるノードの所に密封部が備えられ、ウエーブガイドと作動部材170との間の区域に組織、血液、および他の材料が入るのを防止している。

【0054】ウエーブガイド180のノードのエンドエフェクタ180'は単一のユニットとしてウエーブガイドと一体となってつくられていることが好ましい。別法としてエンドエフェクタはネジによる連結部材により、或いは溶接された接合部によって連結されていることができる。音響アセンブリに組織の負荷がかかっていない場合、音響アセンブリを好適共鳴振動数 f_0 に同調させるために、エンドエフェクタの遠い方の端はアンチノードの近くに配置されている。変換器アセンブリが励起された場合、エンドエフェクタの遠い方の端は予め定められた振動周波数 f_0 において例えばピーク間距離が約10~500 μ 、好ましくは約10~約100 μ の範囲で長手方向に動くような形をしている。

(8)

特開平11-192238

13

【0055】図示の具体化例に従えば、しばしば別と呼ばれるエンドエフェクタ180'は好ましくは円筒形をしており、本発明の鉗子凝固装置の付属のクランプ機構と共同作用を行う。当業界に公知のようにこのエンドエフェクタは表面処理を受けていることができる。

【0056】特に図2を参照すれば、ウエイブガイド180のエンドエフェクタ180'と共同作用するようにつくられた本発明の鉗子凝固装置120のクランプ機構が図示されている。このクランプ機構はピボット回転する鉗子のアーム190を含み、このアームは外側の筒状10の鞘160の遠い方の端にピボット回転し得るように連結されている。鉗子のパッド192は好ましくはテフロンまたは他の適当な摩擦の小さい材料からつくられており、鉗子のアームの表面に取り付けられてエンドエフェクタ180'と共同作用し、鉗子のアームがピボット運動をすると鉗子のパッドはエンドエフェクタ180'に対して実質的に平行になり、且つそれと接触する。この構成により把持すべき組織はパッド192とエンドエフェクタ180'との間で握まれる。図示のように、パッド192には鏝状の形態が備えられ、エンドエフェクタ20180'と共同作用して組織の把持を補強することが好ましい。

【0057】エンドエフェクタに関する鉗子のアームのピボット運動は、鉗子のアームの近い方の端の所に少なくとも一つ、好ましくは一対のレバー部分193を取り付けることによって行われる。このレバー部分はウエイブガイド180およびエンドエフェクタ180'のそれぞれの相対する側にあり、操作時には往復運動可能な作動部材170の駆動部分194と係合される。このようにして外側の筒状の鞘160およびウエイブガイド180に関する作動部材の往復運動により、エンドエフェクタに対する鉗子のアームのピボット運動が行われる。レバー部分193は駆動部分194によって規定される一対の開口部の中にそれぞれ位置させるか、または適当に機械的方法でそれと連結させ、作動部材の往復運動によって駆動部分194およびレバー部分193により鉗子のアームがピボット運動を行うようにする。

【0058】特に図3、5および6を参照すれば、作動部材170の往復運動は、作動部材の近い方の端に一緒に回転するように一般的に番号200で示された駆動カラーを取り付けることによって行われる。このためには駆動カラーはそれぞれ1個の駆動用の突起204を有する直径を介して相対し軸方向に延びた一対のアーム202を含み、該駆動用の突起は該アーム202によって備えられ、それが筒状の作動部材170の近い方の部分によって規定された適当な開口部と係合するようにする。作動部材170の近い方の端によって規定される適当な開口部210と直径方向に係合し得る一対のキー208（図8参照）を取り付ければ、さらに駆動カラー200の作動部材170と一緒に回転させることができ 50

14

る。作動部材170の上にある周方向の溝孔は、外側の鞘160の内側の面と係合するOリング211'（図4）を受けるようになっている。

【0059】作動部材170と筒形の外側の鞘160および内側のウエイブガイド180とを一緒に回転させるには、装置のこれらの構成部品を通して延びた連結ピン212を用いる。図4に示されているように、筒形の作動部材170は細長い溝孔214を規定し、この溝孔を通して連結ピン212が延び、外側の筒形の鞘および内側のウエイブガイドに関する作動部材の往復運動が行えるようになっている。

【0060】外側の筒形の鞘の上に取り付けられた回転ノブ216により、鉗子凝固装置のハウジング130に関し細長い部分150が回転して位置決めが行われる操作が容易になる。連結ピン212は好ましくはノブ216を鞘160、部材170およびウエイブガイド180と連結し、ハウジング130に対し一つのユニットとして回転させる。この具体化例においては、回転ノブの中心部分216'は外側の鞘160、作動部材170およびウエイブガイド180を（ノブ216を有する一つのユニットとして）ハウジング130に回転し得るように取り付ける役目をする。

【0061】駆動カラー200は、作動部材170の往復運動により鉗子のアーム190のピボット回転運動を行う本発明の装置のクランプ駆動機構の一部をなしている。このクランプ駆動機構はさらに駆動ヨーク220を含み、これは装置の操作レバー222と連結されて動作が行われ、従ってこの操作レバーは駆動ヨーク220および駆動カラー200を介して往復運動可能な作動部材170と連結されている。操作レバー222は、鉄の場合のようにハウジングの手で把持する部分224と共同作用するように装置のハウジング130にピボット回転し得る方法で連結されている（ピボット取り付け部223により）。レバー222が手で把持する部分224へと動くと、作動部材170は近い方へ動かされ、これによりエンドエフェクタ180'の方へ鉗子のアーム190をピボット回転させる。

【0062】操作を行うために駆動ヨーク220を操作レバー222と連結するには、パネ226、好ましくは圧縮コイル・パネを用いる。パネ226は駆動ヨーク220によって規定されるパネの溝孔228の内部にはめ込まれ、該溝孔は操作レバー222の一対のパネ保持用フランジ230の間に位置している。駆動ヨーク220は各パネのフランジ230によって規定されるパネの溝孔の表面に押し付けられて取り付けられた圧縮コイル・パネに逆らい、パネのフランジ230に関してピボット回転するように動くことができる（ハウジング130のピボット取り付け部223の周りに）。このようにして、操作レバー222のピボット運動によって駆動ヨーク220および駆動カラー200を通して作用する作動

(9)

特開平11-192238

15

部材170にかかる力は、バネ226がバネのフランジ230に対して及ぼす力によって制限される。過剰の力がかかると、バネ226に抗して操作レバー222のバネのフランジ230に対し駆動ヨーク220がピボット回転して変位する。この好適具体化例においては、バネ226は鉗子のアーム190の所で鉗子の力を約2ポンドに制限するように選ばれる。ハウジング130の回り止め部分は操作レバー222の移動を制限し、バネ226が過剰に圧縮されるのを防いでいる。

【0063】鉗子凝固装置120の細長い部分160の10割り出し回転は、該鉗子凝固装置のクランプ駆動機構に回り止め機構を組み込むことによって行われる。具体的には、駆動カラー200は一对の軸方向に間隔を置いて配置された駆動フランジ232を含んでいる。回り止めを受ける表面が駆動フランジ232の間に備えられ、多数の周方向に間隔を置いた歯234を規定し、この歯が駆動カラー200の周りに一般的に配置された回り止めを受ける凹部を規定している。この具体化例においては、12個の歯234が備えられ、従って装置のハウジング130に関し30°の間隔で装置の細長い部分1520が割り出し回転を行いその位置をとることができる。

【0064】割り出し回転運動はまた駆動ヨーク220の片持梁状のヨークのアーム238に少なくとも1個の、好ましくは一对のそれぞれ直径を介して相対する回り止め236を取り付けることによって行うことができる。この配置により、ヨークのアーム238は駆動フランジ232の間に置かれ、直面する表面と係合し、回り止め236を偏らせて駆動カラー200と係合させる。このようにして相対的な割り出し回転が行われ、ヨークのアームの回り止め236は駆動フランジ238と30共同作用して作動部材170を往復運動させる。この好適具体化例においては、駆動ヨーク220は適当な重合体材料からつくられ、ヨークのアームによってかけられる偏らせる力はその回り止めに作用し、駆動カラーによって規定される半径方向の凹部と共同作用し、約5〜22インチ・オンス以下の相対的な回転トルクに抵抗を示す。このようにして鉗子凝固装置の細長い部分150は、この予め選ばれた値を越えるトルク（例えば回転ノブ216により与えられるような）がかかけられない限り、ハウジング130に関し選ばれた割り出し回転位置40に保たれる。このようにしてスナップに似た割り出し作用が得られる。

【0065】本発明の鉗子凝固装置の細長い部分150の回転は、装置のハウジング130に関する超音波駆動装置50の相対的な回転運動と一緒に行うことが好ましい。細長い部分150を超音波駆動装置50と超音波を送る関係で結合するためには、外側の筒形の鞘160の近い方の端に一对のレンチ・フラット240 (wrench flat) (図4参照)を取り付けることが好ましい。このレンチ・フラットによって、適当なトルク・50

16

レンチ等によりトルクがかけられ、ウェイブガイド180を超音波駆動装置50に結合させることができる。このようにして超音波駆動装置50並びに細長い部分150は、回転ノブ216を適当に操作することによりハウジング130に対して一つのユニットとして回転できるようにする。

【0066】次に特に図9〜16を参照すれば、装置の鉗子のアームを付属した外側の筒形の鞘160にピボット回転し得るように取り付ける特に好適な配置が示されている。図9〜16に示されているように、装置のピボット回転し得る鉗子のアームは290で示されているが、いくつかの点で前に説明した鉗子のアーム190とは異っている。この鉗子のアーム290は組織と接触する鉗子のパッド292が位置する細長いクランプ部分291を含んでいる。

【0067】この鉗子のアーム290はその近い方の端に一对の横方向に間隔を置いて配置された部分295を含み、その各々はその上にそれぞれ一体となったピボット・ピン297（一つだけを示す）を有している。鉗子のアーム290の横方向に間隔を置いて配置された部分295は番号293で示す一般的に下方になった部分の所で結合されており、この部分はこの装置の往復運動可能な作動部材（170）と係合して操作される位置にあることができる。図示の具体化例においては、外側の筒形の鞘160のクリアランスの開口部301は、付属の作動部材の往復運動に伴う駆動部分293のピボット運動に適合している。このようにして鉗子のアームはピボット・ピン297によって規定されるピボット軸の周りでピボット運動をすることができる。

【0068】鉗子のアーム290と付属のエンドエフェクタ（180'）との間に把持された組織に対し所望の超音波効果を与えるためには、鉗子のアーム290とエンドエフェクタとを実質的に心合わせを行って並べる、即ちエンドエフェクタの長手方向の軸が鉗子のアームを通して延びた長手方向の軸と同じ面内にあるように並べることが望ましい。同時に鉗子のアームを含むこの装置の構成部品は使い捨て可能な一人の患者用につくられていることが望ましい。即ち鉗子のアーム290を含む装置の構成部品が過度に小さい、即ち「緻密な (tight)」製造許容度をもって製造される必要がないようにすることが望ましい。

【0069】本発明は特に、鉗子のアーム290とエンドエフェクタとを実質的に心合わせすることができ、同時に鉗子のアームの製造許容度は通常の許容度で良いようにつくられている。このことは外側の筒形の鞘160の遠い方の端に鉗子のアーム290と抵触的に係合する鉗子のアーム取り付け部材を備えることによって達成される。この方法で鉗子のアーム取り付け部材の一部は鉗子のアームと抵触的に係合する結果、お互いの方へと弾力的に偏らせられ、鉗子のアームが「自分で心合わせを

(10)

特開平11-192238

17

行う (self-center) 』ように動き、鉗子のアームとエンドエフェクタとが実質的に心合わせされて並ぶようになる。

【0070】先ず図9および10の具体化例を参照すれば、鉗子のアーム取り付け部材は一对の横方向に間隔を置いて配置された脚部分302を含み、この鉗子のアーム取り付け部材は一般に逆U字型の断面をもっている。各脚部分302は個々のピボット・ピン開口部304を規定し、この脚部分を鉗子のアーム290の横方向に間隔を置いて配置された部分の間に位置させ、ピボット・ピン297がそれぞれピボット開口部304の中に入ることができる。図から判るように、ピボット開口部304の各々は側方が開いており、従って鉗子のアームの取り付け部材に隣接した区域の方へ開いている。このことにより、鉗子のアーム290または取り付け部材の脚部分302を実質的に曲げることなく、鉗子のアーム取り付け部材の上に鉗子のアーム290を組み立てるのが容易になる。別の方法として、鉗子のアームの横方向に間隔を置いて配置された部分との抵触的な係合により脚部分302をお互いの方へ内側へと偏らせ、20ピボット・ピン297をそれぞれピボット開口部304の中に入れることができる。

【0071】次に図11および12を参照すれば、本発明の鉗子のアーム取り付け部材の別の変形が示されている。前の具体化例と同じように、鉗子のアーム取り付け部材は外側の筒形の鞘160の遠い方の端に取り付けられ、一般的に逆U字型の断面をもち、それぞれ番号306が付けられた一对の横方向に間隔を置いて配置された脚部分を含み、この脚部分はその下の部分において一般にお互いの方へテーパーが付けられている。各脚部分306はそれぞれ鉗子のアーム290のピボット・ピンの一つを受けるためのピボット開口部308を規定している。前の具体化例と同じように、各ピボット開口部308は側方が開いており、従ってピボット・ピン295をそれぞれの開口部308の中に入れることにより鉗子のアームを容易に組み立てることができる。

【0072】構成成分の組み立てを容易にするために、鉗子のアームのこの具体化例は一般的に逆U字型の取り付け部材のウェブに沿って脚部分306の間に長手方向に延びた細長い溝孔310を含んでいる。この細長い溝孔によって脚部分306の可撓性が大きくなり、ピボット・ピン297を取り付ける鉗子のアーム290の横方向の間隔を置いて配置された部分と抵触的に係合して脚部分がはめ込まれる際、脚部分がお互いの方へ容易に弾力的に偏らせられる。溝孔310の幅は脚部分がお互いの方へと十分に曲げられ、ピボット・ピン297をそれぞれのピボット開口部の中に入れることができるように選ばれる。

【0073】図13および14に示された鉗子のアーム取り付け部材の具体化例は図11および12に示したも50

18

のと似ており、外側の筒形の鞘160に対する一般的に逆U字型をした鉗子のアーム取り付け部材によって規定される一对の脚部分312を含んでいる。前の具体化例と同様に、細長い溝孔316は鉗子のアーム取り付け部材の脚部分312の間に延びた筒形の鞘160によって規定されている。この具体化例においては、各ピボット・ピン開口部314（一つだけを示す）は側方が閉じており、脚部分312をお互いの方へ弾力的に押し付けることによりピボット・ピン297をピボット開口部314と共に位置させ、鉗子のアーム290の横方向に間隔を置いて配置された部分と所望の抵触的な係合を行うことができる。溝孔316は、脚部分を十分内側へ偏らせピボット・ピン297が側方の閉じたピボット開口部の中に入れることができるような寸法をもっている。

【0074】図15および図16に示した他の具体化例においては、作動部材116の鉗子のアーム取り付け部材は一般的に逆U字型の断面をもつようにつくられ、一对の横方向に間隔を置いて配置された部分318を含んでいる。各脚部分318は個々のピボット開口部320を規定している。脚部分318の間には細長い溝孔322が長手方向に延びている。

【0075】この具体化例においては、脚部分の各々は個々の側方が開いたピボット開口部から細長い溝孔322へと延びたピン通路324を規定している。従って鉗子のアーム290のピボット・ピン295は、ピボット・ピン295が個々のピン通路324を通して個々のピン開口部320の中へと動く際、横方向に間隔を置いて配置された脚部分318を内側へと曲げることによって個々のピボット開口部320の中に入れられる。

【0076】この鉗子のアーム取り付け部材の脚部分を所望のように弾力的に偏らせるためには、装置の外側の筒形の鞘160を金属材料、好ましくは外科用のステンレス鋼または同様の物からつくることが好適である。金属射出成形法によって鉗子のアームの部分290を効率的に製造することができる。

【0077】従って本発明の鉗子凝固装置は高度に効率的で融通性に富んだ使用ができるような形をもち、一人の患者だけに使用できるような十分に簡単に経済的な構成をもっている。この装置の構成部品は外科用に適した材料からつくることができる。駆動カラー200および駆動ヨーク220と共同作用することにより取り付けられている回り止め機構によって、装置の細長い部分150およびそれに付属した超音波駆動装置50を容易に装置のハウジングに関し選ばれた角度位置にもって来ることができる。ピボット回転する操作レバーおよびそれと共同作用する手で握む部分224によって与えられる袢に似た作用によって、装置の取り扱いおよび位置決め、並びに装置の遠い方の端におけるクランプ機構の操作を便利且つ容易に行うことができ、組織をエンドエフェクタに対して効率的に押し付けることができる。回り止め

(11)

特開平11-192238

19

機構は、ハウジング130に関し超音波駆動装置および付属したケーブル・アセンブリーが回転することを阻止するが、この回転の阻止は回転ノブ216を介して十分なトルクをかけることにより容易に且つ便利に解除される。

【0078】以上の説明から本発明の新規概念の精神および範囲を逸脱することなく種々の変更および変形を行い得ることは明らかであろう。本明細書に示された特定の具体化例は本発明を限定するものではない。これらの説明は添付特許請求の範囲に包含されており、上記のすべての変形は特許請求の範囲内に入るものである。

【0079】本発明の主な特徴および態様は次の通りである。

【0080】1. ハウジング、該ハウジングに結合された近い方の端、および遠い方の端を有する外側の筒形の鞘、該外側の筒形の鞘の内部に往復運動を行い得るよう位置した内側の作動部材、該外側の筒形の鞘の内部に位置し、該外側の筒形の鞘の該遠い方の端から遠去かる方へと延びたエンドエフェクタを有する超音波ウェイブガイド、および該外側の筒形の鞘の該遠い方の端にピボット運動を行うように取り付けられた鉗子のアームを具備し、該鉗子のアームは該鉗子のアームと該エンドエフェクタとの間で組織を把持するために該エンドエフェクタに関しピボット運動を行い、また該鉗子のアームは該作動部材に連結されて操作され、該作動部材の往復運動によって該エンドエフェクタに関し該鉗子のアームをピボット運動させ、該外側の筒形の鞘は該鉗子のアームが取り付けられた略遠い方の端にある鉗子のアーム取り付け部材を含み、該鉗子のアーム取り付け部材は該鉗子のアームと抵触的に係合している外科用超音波鉗子装置。30

【0081】2. 該鉗子のアーム取り付け部材は一般的に逆U字型の断面をもち、その脚部分は該鉗子のアームと抵触的に係合している上記第1項記載の外科用超音波鉗子装置。

【0082】3. 該鉗子のアーム取り付け部材は該逆U字型の断面のウェーブに沿った脚部分の間に長手方向に延びた細長い溝孔を規定している上記第2項記載の外科用超音波鉗子装置。

【0083】4. 該脚部分の各々は該鉗子のアームをピボット回転させるピボット・ピンを受ける個々のピボット開口部を規定している上記第2項記載の外科用超音波鉗子装置。

【0084】5. 該鉗子のアームは脚部分の該ピボット開口部の中に個別的にピボット回転させて位置させるための一対の一体となったピボット・ピンを含んでいる上記第4項記載の外科用超音波鉗子装置。

【0085】6. 該開口部の各々は側方が開いており、該鉗子のアームをピボット回転し得るように取り付けるのを容易にしている上記第4項記載の外科用超音波鉗子装置。

20

【0086】7. ハウジング、該ハウジングに結合された近い方の端、および遠い方の端を有する外側の筒形の鞘、該外側の筒形の鞘の内部に往復運動を行い得るよう位置した内側の作動部材、該外側の筒形の鞘の内部に位置し、該外側の筒形の鞘の該遠い方の端から遠去かる方へと延びたエンドエフェクタを有する超音波ウェイブガイド、および該外側の筒形の鞘の該遠い方の端にピボット運動を行うように取り付けられた鉗子のアームを具備し、該鉗子のアームは該鉗子のアームと該エンドエフェクタとの間で組織を把持するために該エンドエフェクタに関しピボット運動を行い、また該鉗子のアームは該作動部材に連結されて操作され、該作動部材の往復運動によって該エンドエフェクタに関し該鉗子のアームをピボット運動させ、該外側の筒形の鞘は該鉗子のアームが取り付けられた略遠い方の端にある鉗子のアーム取り付け部材を含み、該鉗子のアーム取り付け部材は該鉗子のアームの横方向に間隔を置いて配置された部分の間に位置した一対の横方向に間隔を置いて配置された脚部分を含み、該脚部分は該鉗子のアームと抵触的に係合して該脚部分がお互いの方へ偏らせられるようになっている外科用超音波鉗子装置。

【0087】8. 該鉗子のアーム取り付け部材は該一対の脚部分の間に長手方向に延びた細長い溝孔を規定している上記7記載の外科用超音波鉗子装置。

【0088】9. 該脚部分の各々は個別的なピボット開口部を規定し、該鉗子のアームは該ピボット開口部の中に個別的にピボット回転して位置をとるための、該横方向に間隔を置いて配置された部分に個別的に位置している一対の一体となったピボット・ピンを含んでいる上記7記載の外科用超音波鉗子装置。

【0089】10. 該ピボット開口部の各々は側方が開いており、該一体となったピボット・ピンを該ピボット開口部へと動かすことにより該鉗子のアームをピボット回転し得るように取り付けることが容易にされている上記9記載の外科用超音波鉗子装置。

【0090】11. 該鉗子のアーム取り付け部材は該一対の脚部分の間に長手方向に延びた細長い溝孔を規定し、該脚部分の各々は個々のピボット開口部から該細長い溝孔へと延びたピン通路を規定している上記10記載の外科用超音波鉗子装置。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の原理を具体化した超音波鉗子凝固装置を含む超音波外科手術システムの透視図。

【図2】図1に示した鉗子凝固装置のクランプ機構の拡大透視図。

【図3】図1の外科システムの超音波駆動装置と関連した操作を示す、本発明の原理を具体化した鉗子凝固装置の一部を取出した側立面図。

【図4】本発明の原理を具体化した外科用超音波鉗子凝固装置の分解図。

50

(12)

特開平11-192238

【図5】クランプ駆動機構およびそれに付随した回し止め機構を示す本発明の鉗子凝固装置の各大部分図。

【図6】本発明の鉗子凝固装置のクランプ駆動機構および回し止め機構をさらに示す模式図。

【図7】本発明の回し止め機構の模式図。

【図8】本発明鉗子凝固装置のクランプ機構の駆動カラーの模式図。

【図9】本発明の原理を具体化した鉗子のアームおよび付属の鉗子のアーム取り付け部材の部分透視図。

【図10】図9に示した鉗子のアーム取り付け部材の側立面図。

【図11】本発明の原理を具体化した鉗子のアーム取り付け部材の他の具体化例を示す図9と同様な図。

【図12】図11に示した鉗子のアーム取り付け部材の側立面図。

【図13】本発明の原理を具体化した鉗子のアーム取り

付け部材のさらに他の具体化例を示す図9および11と同様な図。

【図14】図13に示した鉗子のアーム取り付け部材の側立面図。

【図15】本発明の原理を具体化した鉗子のアーム取り付け部材のさらに他の具体化例を示す図9、11および13と同様な図。

【図16】図15に示した鉗子のアーム取り付け部材の側立面図。

【符号の説明】

10 外科手術システム

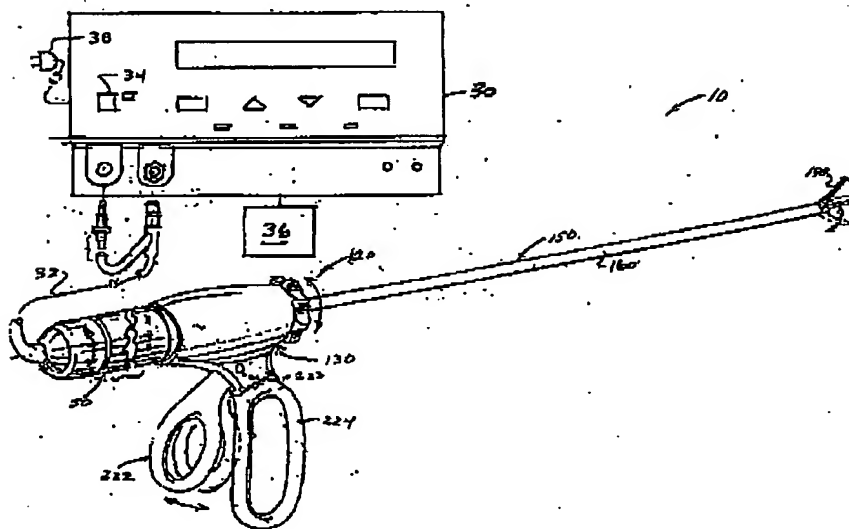
30 超音波発生装置

36 トリガー機構

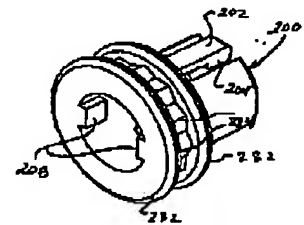
50 超音波駆動装置

120 鉗子凝固装置

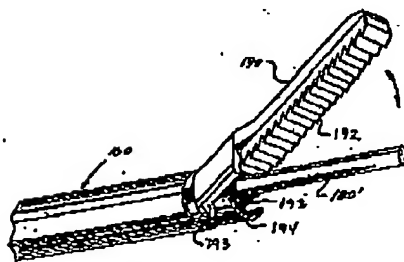
【図1】



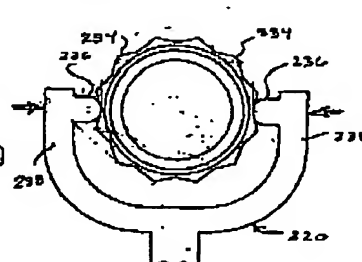
【図8】



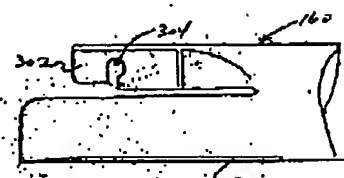
【図2】



【図7】



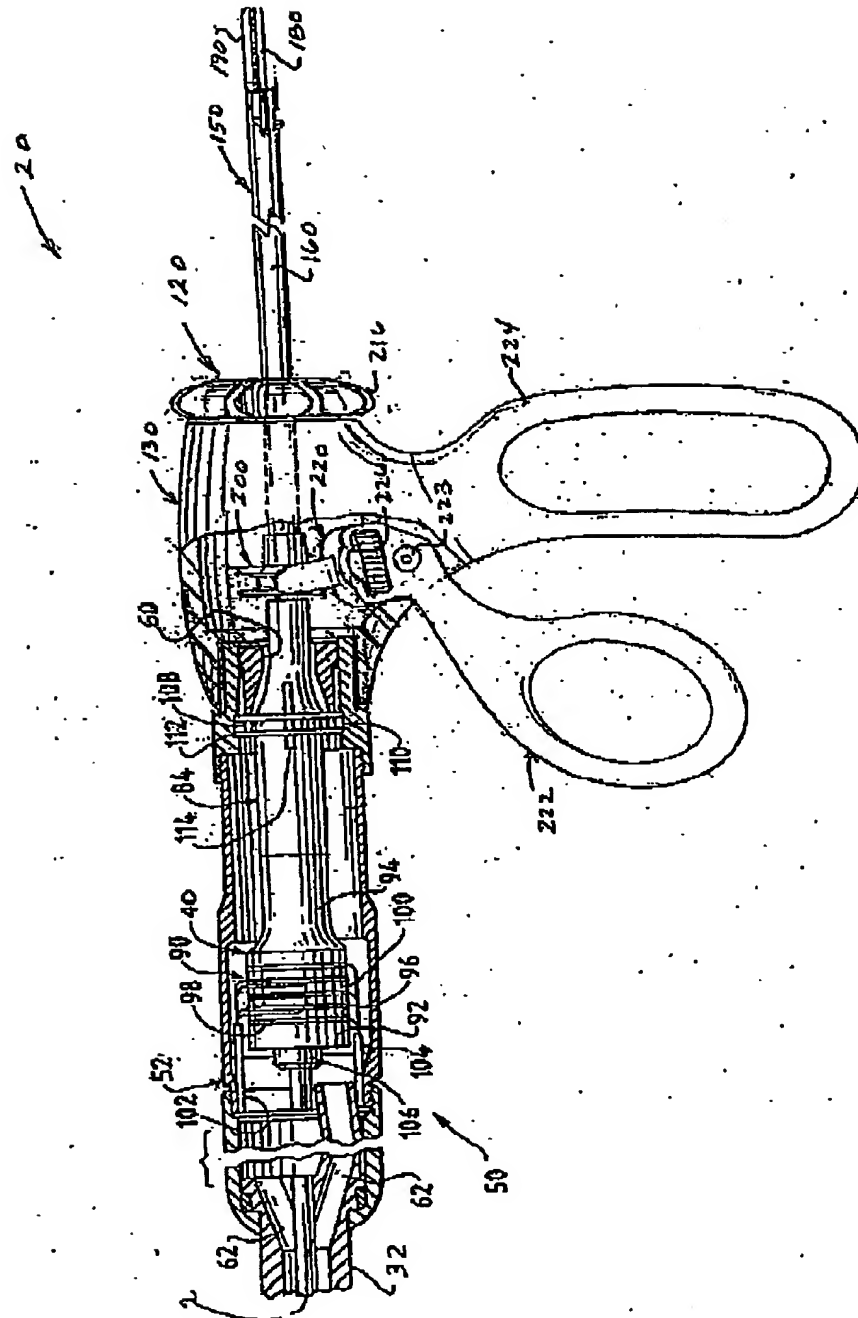
【図10】



(13)

特開平11-192238

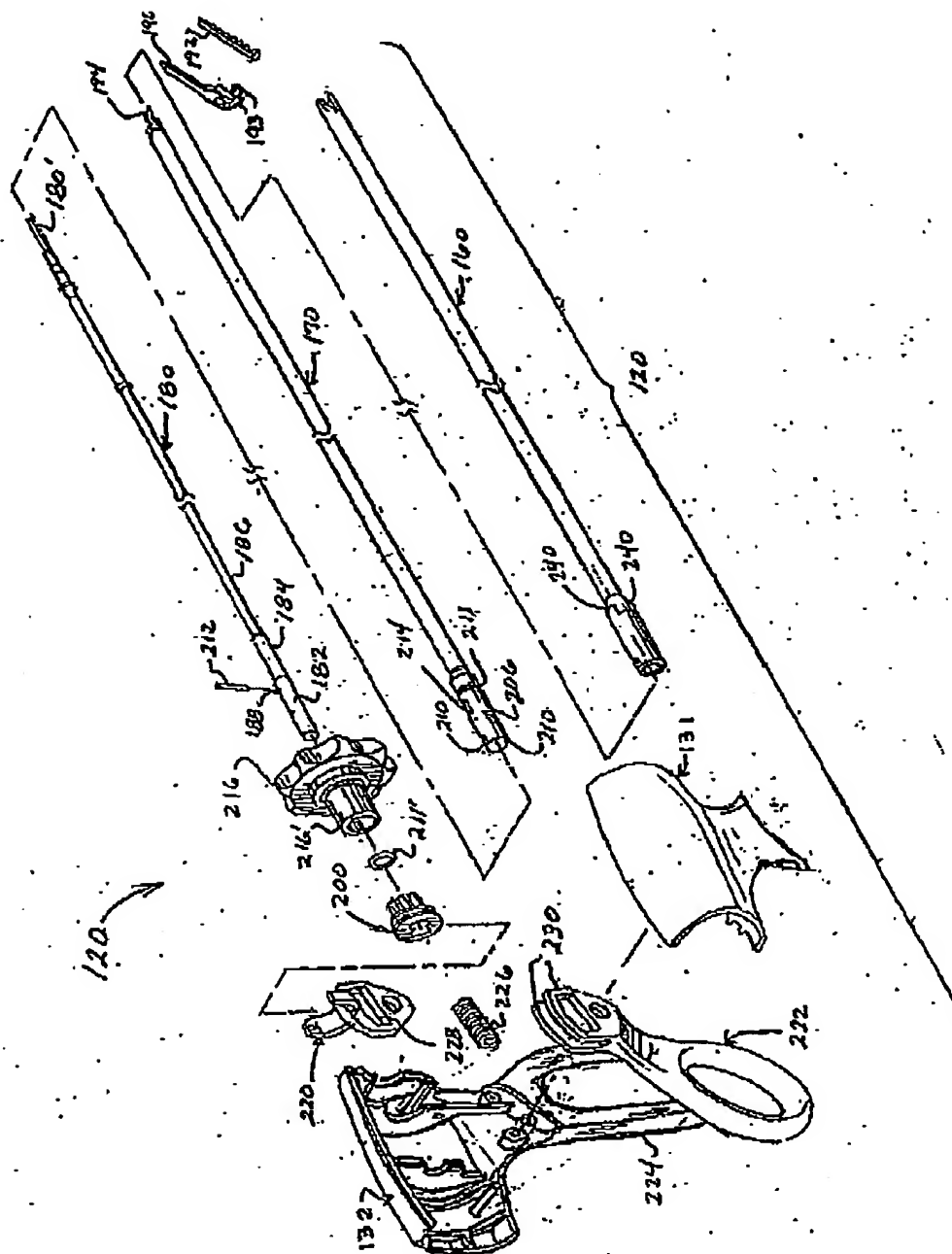
【図 3】



(14)

特開平11-192238

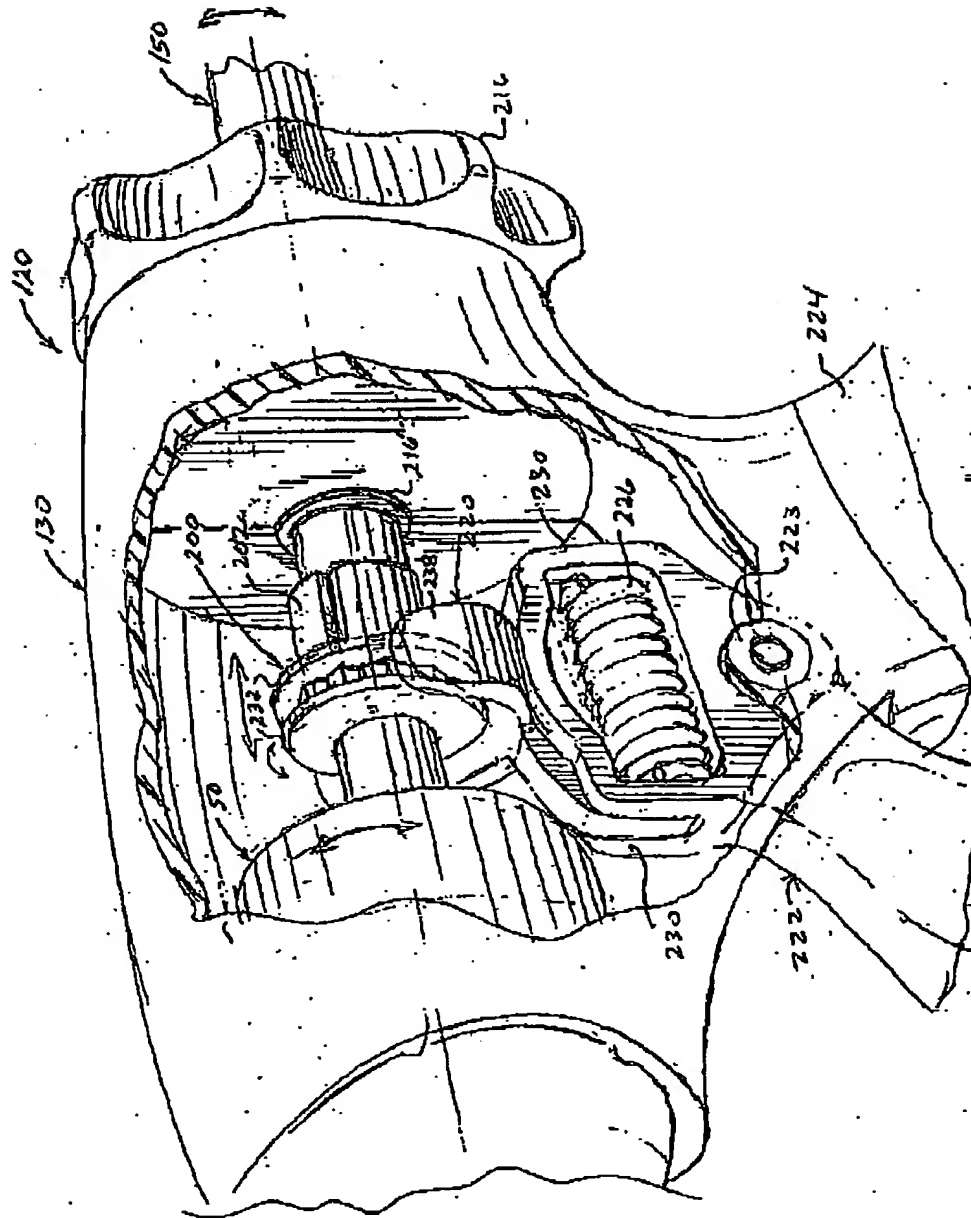
【圖4】



(15)

特開平11-192238

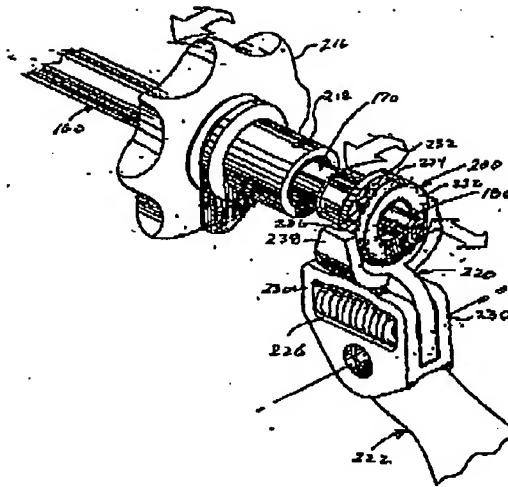
【図5】



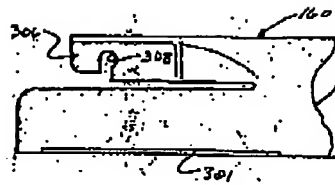
(16)

特開平11-192238

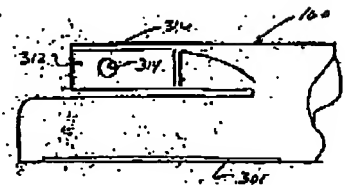
【図6】



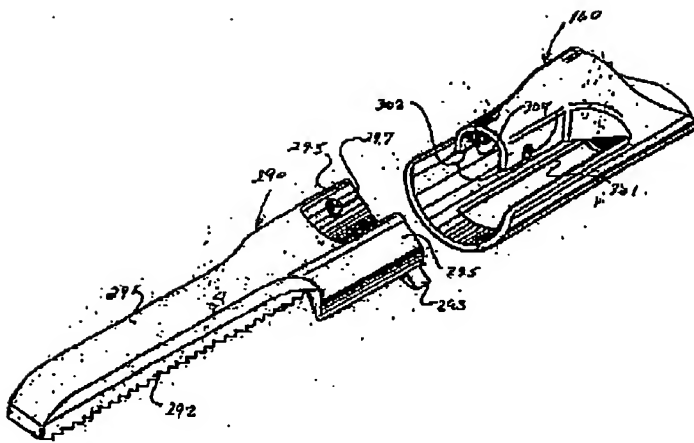
【図12】



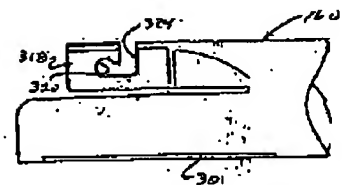
【図14】



【図9】



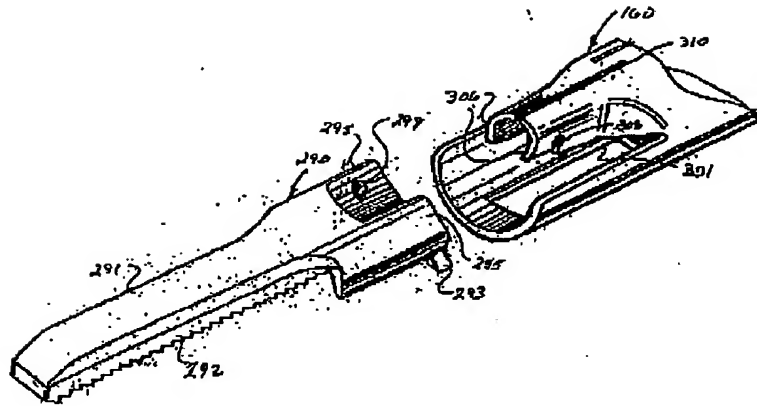
【図16】



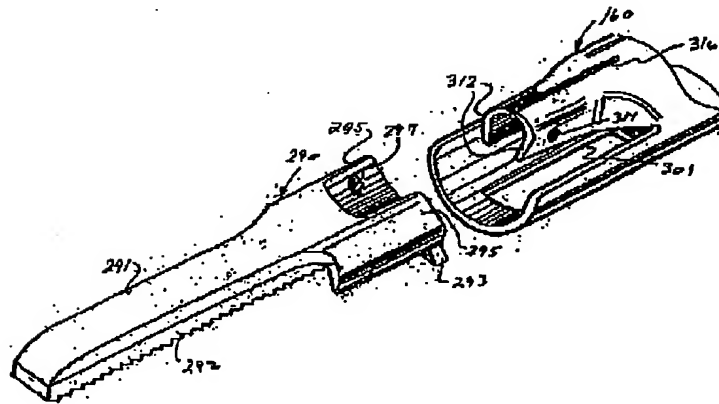
(17)

特開平11-192238

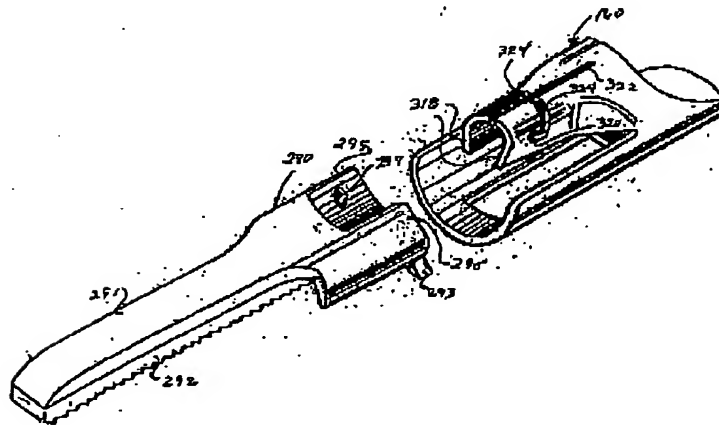
【図 11】



【図 13】



【図 15】



AUG. 23. 2005 1:20PM

+1-212-319-5101 customer 01933

NO. 9621 P. 23

(18)

特開平11-192238

フロントページの続き

(72)発明者 チェスター・オー・バクスター・ザサード
アメリカ合衆国オハイオ州45140ラブラン
ド・オーバノンアベニュー210